

⑬ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭55—87953

⑥ Int. Cl.<sup>3</sup>  
G 01 N 33/50  
A 61 B 6/00

識別記号

庁内整理番号  
6656—2G  
7437—4C

⑬ 公開 昭和55年(1980)7月3日

発明の数 1  
審査請求 未請求

(全 15 頁)

⑭ X線画像処理方法

南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内

① 特 願 昭53—163575

② 発 明 者 松本誠二

② 出 願 昭53(1978)12月26日

南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内

⑦ 発 明 者 加藤久豊

① 出 願 人 富士写真フィルム株式会社

南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内

南足柄市中沼210番地

⑦ 発 明 者 石田正光

④ 代 理 人 弁理士 柳田征史 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

X線画像処理方法

2. 特許請求の範囲

- (1) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、コピー写真等に再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度  $D_{us}$  を求め、オリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、強調係数を  $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度を  $D'$  としたとき

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なつて、超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、 $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mmの超低空間周波数領域で変調伝達関数が0.5以下となる非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項

記載のX線画像処理方法。

- (3) 非鮮鋭マスクとして、 $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm以下の超低空間周波数領域での変調伝達関数の積分値が、 $0 \sim 10$  サイクル/mmの空間周波数領域での変調伝達関数の積分値の90%以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

- (4) 強調係数  $\beta$  をオリジナル写真の濃度または非鮮鋭マスク濃度に応じて、変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

- (5) 前記演算式によつて強調されたコピー写真の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の1.5～10倍であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

- (6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、 $0.5 \sim 5$  サイクル/mmの高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑

化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

- (7) 特許請求の範囲第1項～第6項において、再生されるコピー写真がオリジナルX線写真より縮小されていることを特徴とするX線画像処理方法。

- 3 -

してコピー写真に再生することによりコントラスト、鮮鋭度、粒状性を改善することが望まれていた。

これにより、X線画像の診断性能を向上させ、できるだけ多くの診断情報が得られるようにすることができると同時に、X線写真フィルムに更に良好な撮影適性を持たせることが可能となる。先に本出願人が特願昭53-28533号に提案した技術はこの考え方に基くものである。

一方、特開昭48-25523号公報には、比較的低いコントラスト勾配部分と、比較的高いコントラスト勾配部分とを有する2段勾配コントラスト特性の写真フィルムを用い、高空間周波数（以後本発明の説明においては「空間周波数」を単に「周波数」という）領域の周波数強調を行なう非鮮鋭マスク処理（unsharp masking）を施して記録する技術が開示されている。この技術は大サイズのX線写真フィルムを小サイズの写真フィルムにコ

- 5 -

### 3. 発明の詳細な説明

本発明はX線写真フィルム上の画像（以下「X線画像」という）をコピーする際に、非鮮鋭マスク処理を施して、診断性能を向上させたX線画像処理方法を提供することを目的とするものである。

X線は被曝線量が多くなると、人体に有害であるから、一回のX線撮影でできるだけ多くの情報が得られることが望ましい。

一般にX線写真フィルムは撮影に十分な感度と広い露光域とを持ち、かつ観察読影に必要な高いコントラストと高い鮮鋭度、細かい粒状性をかねそなえている必要がある。しかし、これらの条件は互いに矛盾するところが多く、すべてに満足の行くX線写真フィルムを作することは困難であり、撮影適性と観察読影適性とを少しずつ犠牲にして、フィルムを設計しているのが現実である。

そこでこのX線写真フィルム上の画像を読み出して電気信号に変換し、これを画像処理

- 4 -

して保管の便宜を図るために用いる画像処理であり、X線画像をサイズの的に圧縮し、オリジナル写真と同じ診断性能を保つた縮小像を得るものである。

しかしながら、上述の方法はシステムの応答の劣化を防止してコピーする目的で行なわれており、したがって強調する周波数が高く雑音が増大されやすいため、これから得られるコピー写真は診断性能の向上したものは認めない。

本発明者等は、強調すべき周波数と、得られたコピー写真の診断性能について研究を行なった結果、診断に重要な周波数は人体の各部位によつて多少の差はあるが従来の感覚から言つて、非常に低い周波数（以下「超低周波数」という）領域にあることを見出した。また、高周波成分を強調して鮮鋭度を改良するという従来のやり方は、X線画像の処理の場合にはノイズ成分を強調するだけで、診断性能をむしろ低下させる方向であることも見出

- 6 -

した。

そして、高周波数領域では、ノイズの占める割合が高くこの高周波数領域のものは強調を低減すれば、雑音が目立たず、見やすくなることも分つた。

本発明は、診断上有効な超低周波数成分を強調し、コントラストを強くすることにより、診断性能を向上させることができるX線画像処理方法を提供することを目的とするものである。

また本発明は、超低周波数成分を強調すると同時に、雑音の占める割合が大きい高周波数成分を相対的に低減し、視覚的に見やすい画像が得られるようにしたX線画像処理方法を提供することを目的とするものである。

本発明はオリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、コピー写真等に再生するに当り、各走査点で超低周波数に対応する非鮮鋭マスク濃度  $D_{us}$  を求め、オリジ

- 7 -

の最大の変調伝達関数の値は、零周波数付近での変調伝達関数の値の 1.5 ~ 1.0 倍になるようにすることが望ましい。

更に強調係数  $\beta$  をオリジナル写真の濃度 ( $D_{org}$ ) または非鮮鋭マスク濃度 ( $D_{us}$ ) に応じて変化させると一層診断性能を高めることができる。

また、高周波数領域では雑音が多く見ずらいため、0.5 ~ 5 サイクル/mm の周波数領域で変調伝達関数が 0.5 以下になる平滑化処理を前記  $D'$  に対して行なうことを特徴とするものである。この平滑化処理により、雑音成分が平均化されるため、見やすい画像となる。

前記非鮮鋭マスクの作成は、画像情報を読み出す際に、その読出用の光ビームのスポット径を変えることにより、その測定点の濃度をその周囲の濃度とともに平均化することにより実現できる。このためには光ビームのスポット径を直接に変えても良いし、アパーチャ等を使用して光学的にマスク作成を行な

#### 特開 昭55-87953(3)

ナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、強調係数を  $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度を  $D'$  としたとき、

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる非鮮鋭マスク処理の演算を行なつて、超低周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法である。

ここで超低周波数に対応する非鮮鋭マスク濃度  $D_{us}$  とは、オリジナル画像を超低周波数成分より低い周波数成分しか含まないようにぼかした非鮮鋭画像（以下これを「非鮮鋭マスク」と呼ぶ）の各走査点での濃度をさす。

ここで非鮮鋭マスクとして、0.5 ~ 0.01 サイクル/mm の超低周波数領域で変調伝達関数 (Modulation Transfer Function) が 0.5 以下となるようなもの、あるいは 0.5 ~ 0.01 サイクル/mm 以下の超低周波数領域での変調伝達関数の積分値が 0 ~ 1.0 サイクル/mm の周波数領域での変調伝達関数の積分値の 90 % 以上となるようなものが用いられる。

前記演算式によつて強調されたコピー写真

- 8 -

つても良い。あるいは、各測定点の濃度を記憶させておき、非鮮鋭マスクのサイズに応じて、周辺部のデータとともに読み出してその平均値（単純平均または種々の荷重平均による平均値）である  $D_{us}$  を求めることもできる。

以下、図面を参照して本発明の実施態様について詳細に説明する（第1図参照）。

X線撮影によつてX線画像を記録したオリジナル写真1は、透明ドラム2の外周に装着される。この透明ドラム2は、回転すると同時に軸方向に移動する。この透明ドラム2の内部には読取用光源3が配されている。この読取用光源3から出た光は、レンズ等によつて光ビームとされてオリジナル写真1を背後から照射する。

オリジナル写真1を透過した光ビームは、アパーチャ3aを通り光電変換器4に入つて電気信号に変換される。この電気信号は、アンプ5で増幅されてから、A/D変換器6でデジタル信号に変換され、磁気テープ7に記憶される。

- 10 -

- 9 -

この磁気テープ7に記憶された各部のデジタル信号は、演算装置8例えばミニコンピュータに読み出され、 $D_{us}$ を求めた後、前述した

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

の演算が行なわれる。

前記  $D_{us}$  は、超低周波数領域  $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm のいずれで変調伝達関数が  $0.5$  以下になるか、あるいは  $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm 以下の超低周波数領域での変調伝達関数の積分値が、 $0 \sim 10$  サイクル/mm の周波数領域での変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるかを指定しなければならない。また前記式を演算するに当つては、強調係数  $\beta$  を指定しなければならない。これらの値は、外部から個別に指定するか、あるいは人体の部分、症例別によつて数種類決めておき、これを演算装置8のメモリに入れておく。

前記  $D'$  に対して高周波数成分低減用の平滑化処理を行なう。

- 11 -

この(II)の例では  $10$  画素/mm でオリジナル写真をサンプリングしたとき、約  $6.3$  画素  $\times$   $6.3$  画素 (これを「非鮮鋭マスクのサイズ  $N$ 」と  $6.3$  とする。)の単純加算平均をとつて非鮮鋭マスクを作成した場合である。これはオリジナル写真を  $6.3$  mm  $\times$   $6.3$  mm の大サイズアパーチャで走査したことと同等である。なお、ここで  $f_c$  は変調伝達関数が  $0.5$  となるときの、 $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm の超低周波数領域に含まれる任意の周波数の値を示す。

一方(III)のガウス分布状非鮮鋭マスクでは、画素を加算平均するとき、ガウス分布状の重みをつけること以外基本的には矩形状非鮮鋭マスク(II)と同じである。

非鮮鋭マスク(II)、(III)は主に高周波側の形が異なるが、この違いによる超低周波処理の効果の差はきわめて小さい。

第2図(C)は  $(D_{org} - D_{us})$  の演算後の変調伝達関数を示すグラフである。

この平滑化処理によつて診断に必要な情報をそこなうことなく、雑音を低減することができる。

この非鮮鋭マスク処理について、第2図を参照してさらに詳細に説明する。

第2図(a)は、オリジナル写真を  $10$  画素/mm でサンプリングしたときの周波数応答性を示すものである。この曲線は第1図のアパーチャ3aとして、矩形状アパーチャを使用した場合には  $\text{Sinc}$  曲線に、ガウス分布状アパーチャを使用した場合にはガウス分布状曲線になることが知られている。

第2図(b)は超低周波数領域 ( $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm) で変調伝達関数が  $0.5$  以下になるか、または  $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm 以下の超低周波数領域での変調伝達関数の積分値が、 $0 \sim 10$  サイクル/mm の周波数領域での変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるような矩形状非鮮鋭マスク(I)と、ガウス分布状非鮮鋭マスク(II)とを示すものである。

- 12 -

第2図(d)は演算結果である  $D'$  を示すものである。ここでは  $\beta$  を「3」にしている。上記演算の結果、コピー写真の変調伝達関数の最大値(III)は零周波数付近での変調伝達関数(II)の約  $4.6$  倍となつている。

第2図(e)は高周波領域 ( $0.5 \sim 5$  サイクル/mm 以上) で平滑化処理を行なう際の平滑化の変調伝達関数の一例を示すものである。ここでは  $5$  画素  $\times$   $5$  画素での平滑化の変調伝達関数を示している。

第2図(f)は前記平滑化処理を第2図(d)の  $D'$  に施した場合の変調伝達関数を示すものである。

第3図は強調係数  $\beta$  をオリジナル写真の濃度あるいは非鮮鋭マスクの濃度に応じて連続的に変化させた実施例を示すものである。このように低濃度域では  $\beta$  を小さくし、高濃度域では  $\beta$  を大きくすれば、周波数強調で発生しやすい偽画像を防止することができる。

その一例として、バリウム造影剤を使つた

- 14 -

- 13 -

胃（マーゲン）のオリジナル写真を強調係数 $\beta$ を固定して前記周波数処理を行なうと、多量に造影剤が入った広い低濃度領域の境界が、必要以上に強調されて二重輪郭状の偽画像が発生する。このかわりに強調係数 $\beta$ を可変、すなわち造影剤が多量に入った低濃度域で $\beta$ を小さくし、胃小区などの高濃度域で $\beta$ を大きくすれば前記二重輪郭の発生を防止できる。また別の例として、胸部正面撮影の場合、 $\beta$ を固定すると背骨や心臓部分の低濃度域で雑音が増大し、極端なときには細部が目立ち、診断性能に悪影響を及ぼす。同様に背骨や心臓部分の低濃度域で $\beta$ を小さくし、肺野部分の高濃度で $\beta$ を大きくすれば、前記の雑音や白抜けの増大を防止できる。

前記2つの例のいずれの場合にも、強調係数 $\beta$ を小さい値に固定して、周波数処理を行えば、確かに種々の偽画像は発生しないが診断性能に重要な寄与をしている胃小区や肺

野の血管もコントラストがあがらず診断性能が向上しない。このように強調係数 $\beta$ を濃度に応じて連続的に変化させることにより、偽画像の発生を防止しつつ、診断性能が向上した画像が得られる。

1字削除

第3図ではオリジナル写真のヒストグラムから、その最低濃度 $D_0$ と最高濃度 $D_1$ を決定し、この間では線形に $\beta$ を変えたものである。なお、基本基調として、単調増加する任意の曲線で $\beta$ を変えてもよい。

$D_0$ 、 $D_1$ は処理したいX線画像の種類によって決まるもので、例えば最低、最高濃度はそれぞれ積分ヒストグラムが0～10%、90～100%のときの濃度値としても良い。

1字削除

なお、本発明者等の実験では、オリジナル写真の濃度によつて $\beta$ を変化させた場合と、非鮮鋭マスクの濃度によつて $\beta$ を変化させた場合とで、その効果は略同等であつた。

前述した周波数強調と同時に、階調処理を行なつてもよい。超低周波数処理は、大きな

- 15 -

- 16 -

領域にわたつてゆるやかに濃度に変化する疾患例えば肺ガン、乳ガンに対しては効果が比較的小さい。これらに対しては、階調処理と組み合わせてコントラストを強めた方が診断性能が向上する。この階調処理は、超低周波数処理の前後のいずれにおいて行なつてもよい。超低周波数処理前では、非線型アナログ回路で階調処理してからA/D変換を行なう。A/D変換後に行なう場合には、ミニコンピュータでデジタル処理を行なうこともできる。また超低周波数処理後ではデジタル処理を行なうか、D/A変換後にアナログ処理する。

これらの周波数強調と必要によつて階調処理を行なつたデータは、磁気テープ7に記録される。この磁気テープ7のデータは、順次読み出され、D/A変換器9でアナログ信号に変換され、アンプ10で増幅された後、記録用光源11に入力される。

この記録用光源11から発生した光は、レンズ12を過つてコピーフィルム13に照射

される。このコピーフィルム13は、焼付ドラム14に装着されており、焼付ドラム14が透明ドラム2と同期して、回転と移動とを行なうから、周波数処理を施したX線画像がコピーフィルム13上に再生記録される。

コピーフィルム13に再生記録する際、入力走査時より高いサンプリング周波数で記録すれば縮小コピー写真が得られる。例えば、入力系では10画素/mm、出力系では20画素/mmで走査すれば1/2に縮小されたコピー写真となる。後述するようにコピー写真を1/2～1/3に縮小するとコントラストが視覚的により高くなつたように見えて非常に見あくなる。

本発明は上述の実施態様に限定されることなく、種々の構成の変更が可能である。例えば、オリジナル写真の読取は回転ドラムによらず、他の光学的な二次元平面走査やフライングスポットスキャナーのような電子走査によることができる。また非鮮鋭マスクの演算

- 17 -

- 18 -

は A/D 変換前に主走査方向のみローパス・フィルターでアナログ信号を非共振化して、副走査方向だけをデジタル処理により行なうことができる。

更に上記演算は前述の微気テープにデータを全部記憶させてから、オフラインで処理しても良いし、データをコアメモリーに一部記憶して順次オンラインで処理しても良い。

前記実施例では再生した画像をコピーフィルムに記録しているが、コピー用の感光材料としては銀塩の写真フィルムのほか、ジアソフィルム、電子写真材料等も利用できる。また感光材料に記録する代わりに CRT を用いてこれに表示して観察してもよい。さらにこれを光学的にコピー材料上に記録しても良い。

さらに、本発明はオリジナル記録媒体として放射線エネルギーを蓄積する蓄積性螢光体を用い、これにレーザ光を照射して発生した光を読み取って写真フィルム上に再生する X 線撮影システムにも利用することができる。

- 19 -

ているが、特に診断性能の向上は見られない。

- 1 : 診断性能が向上した領域もあるが、診断しにくい領域も発生した。
- 2 : 診断性能が向上した領域がなく、診断しづらい領域が発生した。

第 4 図 (a), (b) に強調周波数 (第 2 図 (b) の f<sub>c</sub>) と評価の関係の結果を示す。(a), (b) はそれぞれ代表的な正面胸部撮影、骨撮影の例である。細い実線 (I) が強調係数  $\beta$  を  $\beta = 3$  に固定して前述の超低周波数処理を実施した結果である。(a), (b) を比較すれば明らかなように評価値の高い領域 (診断性能が向上した領域) は、正面胸部撮影の方が骨より低周波側によつてゐる。これから分かるように強調すべき周波数は症例、部位によつて異なつてゐる。

破線 (II) は強調係数  $\beta$  をオリジナル写真濃度に比して連続的に変化させて実施した例である。(a), (b) とともに低周波側、高周波側の評価がともに高くなつてゐる。これは前者では心臓

特開 昭55-87953(6)

百例以上の症例についてオリジナル写真と、本発明の方法で周波数処理したコピー写真を比較し、種々の部位の診断性能の向上を調べた。このとき、強調すべき周波数および強調係数  $\beta$  をいろいろ変えたコピー写真を作り、周波数と診断性能の関係について調査した。

この診断性能の向上については、通常の写真系の物理的評価値 (例えば鮮鋭度、コントラスト、粒状性等) で裏付けることが困難である。そこで 4 人の放射線診断の専門家 (放射線医) に観察を依頼し、その主観的評価を統計的に処理して診断性能を評価した。評価の基準は次の通りである。

- + 2 : オリジナル写真では診断がしにくい  
が、コピー写真では病変部が非常に見  
易くなり、診断性能が明らかに向上し  
た。
- + 1 : オリジナル写真に比べて見易くなり  
診断性能が向上した。
- 0 : オリジナル写真に比べて見易くなつ

- 20 -

部、骨部 (背骨を含む) で白返けが発生してゐたのを防止したため、後者は雑音の増大を防止したため前述の評価基準の - 1 の項の診断しにくい領域の発生が防がれ評点が - 1 から + 1 又は + 2 に移動したためである。

この胸部の実施例では、積分ヒストグラムが 10 多となる濃度を  $D_0$  (これはほぼ背骨部の最高濃度に一致)、50 多となる濃度  $D_1$  (肺野部の最低濃度に一致) とし、濃度  $D_0$  における  $\beta$  を 0、濃度  $D_1$  における  $\beta$  を 3 とし、この間を直線的に変化させたものである。

一点鎖線 (II) は、上記の処理に加えて、階調処理を施したもので、胸部 X 線画像 (a) には心臓部のコントラストを下げるのと同時に肺野部のコントラストを上げるような処理を、骨の X 線画像 (b) にはコントラストを全体的に 1.5 倍にするような処理を行なつたものである。

太い実線 (IV) は、更に  $1/2 \sim 1/3$  に画像を縮小して提示したものの評価結果であ

- 21 -

- 22 -

る。この両者は $\beta$ 可変の効果と異なり、低周波側、高周波側の評価の上昇よりも、最適周波数領域での評価が一層よくなっている。

階調処理の場合には、前述したように、肺ガン、きん肉種などの大きな領域にわたってゆるやかに変化する疾患に対して、コントラストが上昇し診断性能が向上した。また縮小処理によつて診断に重要な超低周波数が、人間の視覚に対する変調伝達関数の最適周波数（1～2サイクル/mm）に近づくため、コントラストが高くなつたように見え、診断性能がより向上した。

超低周波成分の強調と同時に、0.5～5サイクル/mmの周波数領域での変調伝達関数を0.5以下にする平滑化処理を施すと、コピー写真上の雑音（粒状）が除去され、診断性能が向上した。

第5図は胸部写真についての強調の程度の有効範囲を示す図である。

この場合には強調される周波数領域を固定、

- 23 -

胸部正面	0.02～0.1
胸部横面	0.01～0.05
骨（きん肉も含む）	0.05～0.5
マンモ線化	0.1～0.5
マンモガン	0.01～0.1
血管造影	0.1～0.5
マーゲン	0.1～0.5

この表から分るように診断に重要な周波数は非常に低い周波数領域に分布しており、ほぼ $0.01 \leq fc \leq 0.5$  サイクル/mmの領域にある。

なお、超低周波数の強調と他の処理（強調係数 $\beta$ の変化、階調処理、縮小、平滑化処理）との組み合わせによる診断性能の向上は、上述の種々の症例について実施し、いずれも診断性能が更に向上するという結果を得ている。

上記した構成を有する本発明は、超低周波数領域からの周波数応答を強調するものであるから、診断に重要な周波数領域が大幅に強

すなわち $fc$ を $fc = 0.1$ に固定し、強調係数 $\beta$ を種々かえてコピー写真を作成して評価した結果である。第5図の曲線aはオリジナル写真の濃度によらず $\beta$ を一定した場合、曲線bはオリジナル写真の濃度によつて連続的に変化させた場合の最大となる $B/A$ の値での結果である。曲線aの $\beta$ 一定の場合は、 $B/A$ が6～7以上になると偽画像が目立つて評価が0以下になるが $\beta$ 可変にすれば偽画像が除去されて $1.5 \leq B/A \leq 10$ の範囲で評価が0以上となつた。他の種々の症例についてもほぼ $1.5 \leq B/A \leq 10$ の範囲で診断性能の向上が見られた。

表1に他の部位、症例について同様の超低周波数処理を施して評価が0以上すなわち診断性能が向上した $fc$ の範囲を示す。（この周波数はあくまでも、オリジナル写真上でのものである。）

表 1

部位、症例 周波数領域（ $fc$ , サイクル/mm）

- 24 -

調される。したがつてコントラストが向上して診断性能が向上する。

また強調の程度を濃度、形状等に応じて変えれば、偽画像の発生を防止し、かつ診断に重要な疾患が見ずらくなるのを防止することができる。

さらに、高周波成分を強調しないようにしたから雑音成分が少なくなり、画像がなめらかになる。この結果、見やすいコピー写真を得ることができる。

これらのすべての画像処理は、最終的には人間の視覚に対する変調伝達関数の最適周波数に近づけるように配慮されることにより、一層その効果を発現するものであり、このためには適度の画像縮小が特に効果がある。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明を実施する装置の概略図、

第2図は周波数強調のステップを示すグラフ、

第3図は強調係数と濃度の組合わせの一例

- 25 -

- 26 -

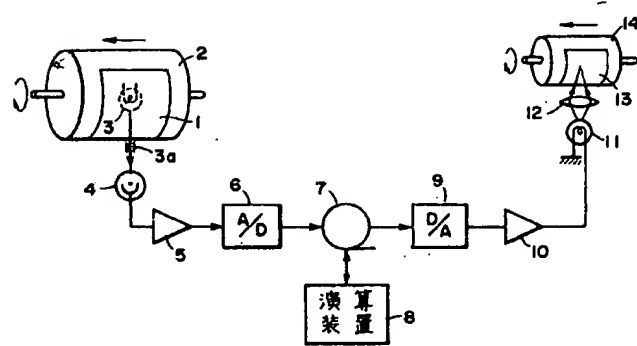
を示すグラフ、

第4図は強調すべき周波数とその診断性能の評価を示すグラフ、

第5図は強調係数と診断性能の評価を示すグラフである。

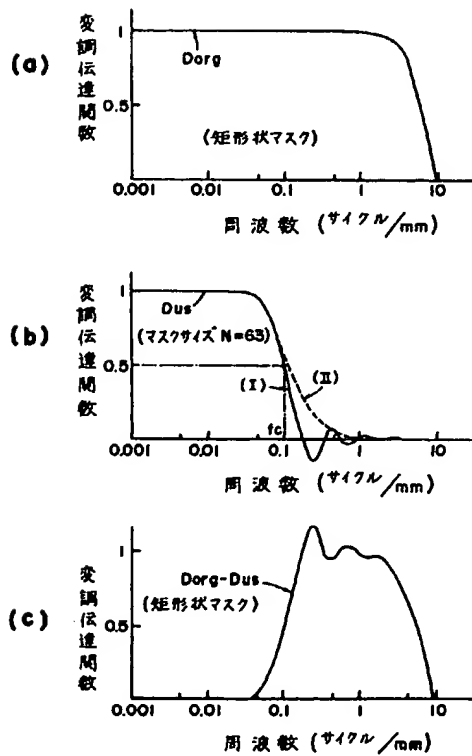
- 1... オリジナル写真、 2... 透明ドラム、  
3... 読取用光源、 7... 磁気テープ、  
11... 記録用光源、 13... コピー写真、

特許出願人 富士写真フイルム株式会社  
代理人 弁理士 柳田 征史  
外1名

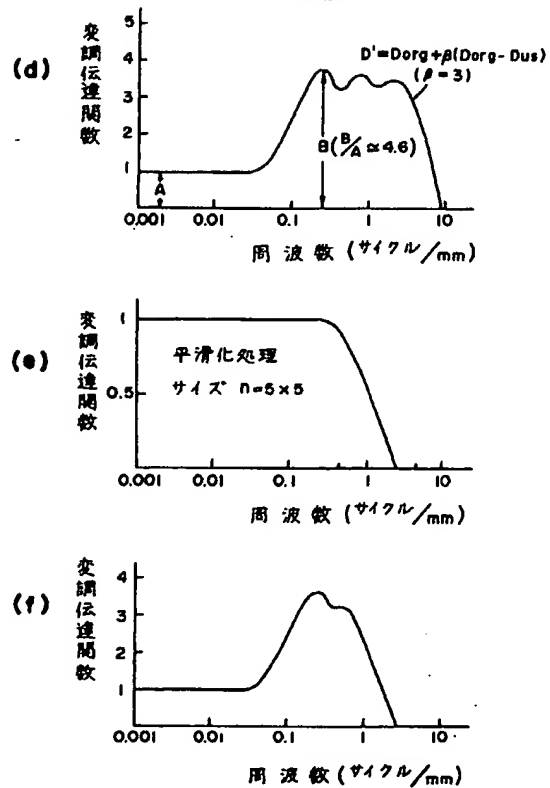


- 27 -

第2図

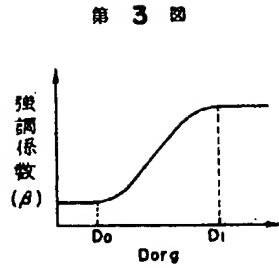


第2図

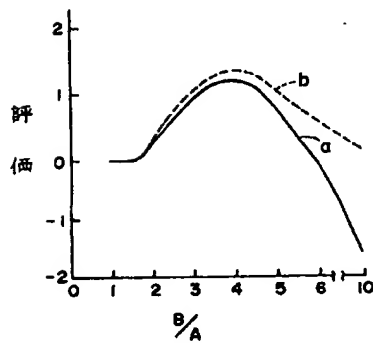




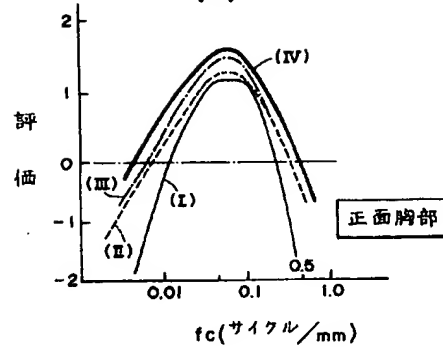
第 4 圖



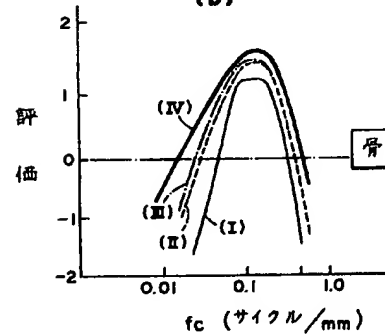
第 5 回



(a)



(b)



(自 免) 手 統 補 正 書

昭和54年 7月11日

特許庁長官殿

- ## 1. 事件の表示

昭和 53 年特 許 願 第 163575 号

2. 発明の名称

## X 線圖像處理方法

- ### 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地

名 称 (520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平山九州男

- #### 4. 代理人

〒106 東京都港区六本木 5-2-1

ほうらいやビル702号 電話 (479) 2367

(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (1名)

- ## 5. 補正命令の日付

なし

6. 補正により増加する発明の数 1

7. 補正の対象 願書および明細書の「発明の名称」、「特許請求の範囲」、「発明の詳細な説明」の欄

- ## 8. 補正の内容

- 1) 願書および明細書の発明の名称を「X線画像処理方法および装置」と訂正する。
- 2) 「特許請求の範囲」を別紙の通り訂正する。

- 3) 明細書第4頁第5行、第7頁第9行「方法」の次に「およびその方法を実施するための装置」を挿入する。

- 4) 同第7頁第14行「方法」の次に「および装置」を挿入する。

- 5) 同第 16 頁第 3 行「に応じて」を「の増大に応じて単調増加するように」と訂正する。

- 6) 同頁第 9 行「なお」を「この  $\beta$  の変化は」と訂正する。

- 7) 同頁同行「単調増加」の次に「(すなわち  $\rho' \geq 0$ )」を挿入する。

- 8) 同第 8 頁第 6 行と第 7 行の間に次の文を挿入する。

「また、本発明の装置は、オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線像を読み出して電気信号に変換した後この電気信号を演算装置で処理し、処理後の信号に基づいて記録材料上に可視像を記録するX線画像処理装置において、前記演算

装置が検出されたオリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度を  $D_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とするX線画像処理装置である。

なお、上記方法および装置における演算は、結果としてこの式と同じ結果が得られるものであればいかなる演算過程を経るものであってもよく、この式の順序に限られるものではないことは言うまでもない。」

#### 特許請求の範囲

- (1) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、コピー写真等に再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度  $D_{us}$  を求め、オリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、強調係数を  $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度を  $D'$  としたとき

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なって、超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、0.5～0.01サイクル/■の超低空間周波数領域で変調伝達関数が0.5以下となる非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。
- (3) 非鮮鋭マスクとして、0.5～0.01サイクル/■以下の超低空間周波数領域での変調伝達関数の積分値が、0～10サイクル/■の

- 3 -

- 1 -

空間周波数領域での変調伝達関数の積分値の90%以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

- (4) 強調係数  $\beta$  をオリジナル写真の濃度または非鮮鋭マスク濃度の増大に応じて単調増加するように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。
- (5) 前記演算式によって強調されたコピー写真の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の1.5～1.0倍であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。
- (6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5～5サイクル/■の高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。
- (7) 特許請求の範囲第1項～第6項において、再生されるコピー写真がオリジナルX線写真

より縮小されていることを特徴とするX線画像処理方法。

- (8) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線像を読み出して電気信号に変換した後この電気信号を演算装置で処理し、処理後の信号に基づいて記録材料上に可視像を記録するX線画像処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度を  $D_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とするX線画像処理装置。

- (9) 前記演算装置が前記濃度  $D_{org}$  の大きさの増大にもなって前記強調係数  $\beta$  を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第8項記載のX線画像処理装置。

- 2 -

- 3 -

## (自 発)手 続 補 正 書

昭和54年10月11日

特許庁長官殿

## 1. 事件の表示

昭和53年特許願第163575号

## 2. 発明の名称

X線画像処理方法および装置

## 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 神奈川県南足柄市中沼210番地

名称 (520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

## 4. 代理人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいヤビル702号 電話 (479) 2367

(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (ほか1名)

## 5. 補正命令の日付

なし

## 6. 補正により増加する発明の数

なし

## 7. 補正の対象 明細書の「特許請求の範囲」および「発明の詳細な説明」の欄

## 8. 補正の内容

1) 「特許請求の範囲」の特許請求の範囲の通り訂正する。



## 特許請求の範囲

(1) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、コピー写真等に再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度  $D_{us}$  を求め、オリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、強調係数を  $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度を  $D'$  としたときに

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なつて、超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法。

(2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(3) 非鮮鋭マスクとして、 $0.001 \sim 0.5$  サイクル/mm 空間周波数の範囲において  $0.001$  を下限とし

2) 明細書第8頁第12～19行「 $0.5 \dots$  の」および第11頁第7～13行「超低…となる」を次のように訂正する。

「変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以下であるようなもの、あるいは  $0.01 \sim 0.5$  サイクル/mm の空間周波数の範囲において  $0.001$  を下限とした変調伝達関数の積分値が  $0.001 \sim 10$  サイクル/mm の当該変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるようなもの」

3) 明細書第12頁第13～18行

「超低…の変調」を次のように訂正する。

「変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以下であるようなもの、あるいは  $0.01 \sim 0.5$  サイクル/mm の空間周波数の範囲において  $0.01$  を下限とした変調伝達関数の積分値が、 $0.01 \sim 10$  サイクル/mm の当該変調」

た変調伝達関数の積分値が、 $0.001 \sim 10$  サイクル/mm の当該変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(4) 強調係数  $\beta$  をオリジナル写真の濃度または非鮮鋭マスク濃度の増大に応じて単調増加するように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(5) 前記演算式によって強調されたコピー写真の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の  $1.5 \sim 10$  倍であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、 $0.5 \sim 5$  サイクル/mm の高空間周波数領域での変調伝達関数が  $0.5$  以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(7) 特許請求の範囲第1項～第6項において、

再生されるコピー写真がオリジナルX線写真より縮小されていることを特徴とするX線画像処理方法。

- (8) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線像を読み出して電気信号に、変換した後この電気信号を演算装置で処理し、処理後の信号に基づいて記録材料上に可視像を記録するX線画像処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度を  $D_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とするX線画像処理装置。

- (9) 前記演算装置が前記濃度  $D_{org}$  の大きさの増大にともなって前記強調係数  $\beta$  を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第8項記載のX線画像処理装置。

- 3 -

- 2) 昭和54年10月11日提出の補正書第2頁(欄外に頁の表示なし、補正項2)、3)のある頁)の第18、19行(明細書第12頁第13～18行の訂正部分の一部)

「間周波数の範囲において0.01を下端とした・・・当該」を、下記のように訂正する。

「間周波数の範囲において0.001を下端とした変調伝達関数の積分値(図面上での面積)が、0.001～10サイクル/mm」

- 3) 明細書第11頁第18行「演算装置」を「演算装置」と訂正する。  
4) 同第18頁第3行「透明ドラム2と同期して」を削除する。  
5) 同第23頁第1～3行「この両者は・・・いる。」を削除する。  
6) 同第25頁第1行「0.02～0.1」を「0.01～0.2」と訂正する。  
7) 同頁第2行「胸部横面」を「胸部側面」と訂正する。  
8) 同第25頁第13行および第26頁第15行「縮小」を「縮小」と訂正する。

特開 昭55-87953(12)  
(白 発) 手 続 補 正 書

昭和54年11月9日

特許庁長官殿

1. 事件の表示  
昭和53年特許願第33575号
2. 発明の名称 X線画像処理方法  
および装置
3. 補正をする者  
事件との関係係 特許出願人  
住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地  
名 称 (520)富士写真フイルム株式会社  
代表者 平田昭男
4. 代理人  
〒106 東京都港区六本木5-2-1  
ほうらいやビル702号 電話 (479) 2367  
(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (ほか1名)
5. 補正命令の日付 な し
6. 補正により増加する発明の数 な し
7. 補正の対象 明細書の「特許請求の範囲」および「発明の詳細な説明」の欄
8. 補正の内容  
1) 「特許請求の範囲」を別紙の通りとする。

特許請求の範囲

- (1) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、コピー写真等に再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度  $D_{us}$  を求め、オリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、強調係数を  $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度を  $D'$  としたとき

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なって、超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が0.01サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以上で、かつ0.5サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。  
(3) 非鮮鋭マスクとして、0.001～0.5サイクル/mm空間周波数の範囲において0.001を下端とし

- 1 -

た変調伝達関数の積分値が、0.001~10 サイクル/mmの当該変調伝達関数の積分値の90%以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(4) 強調係数 $\beta$ をオリジナル写真の濃度または非鮮鋭マスク濃度の増大に応じて単調増加するように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(5) 前記演算式によって強調されたコピー写真の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近<sup>(2)</sup>2年<sup>(4)</sup>入変調伝達関数の1.5~10倍であることを特徴とする特許請求の範囲第4項記載のX線画像処理方法。

(6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5~5 サイクル/mmの高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

(7) 特許請求の範囲第1項~第6項において、

再生されるコピー写真がオリジナルX線写真より縮小されていることを特徴とするX線画像処理方法。

(8) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線像を読み出して電気信号に変換した後この電気信号を演算装置で処理し、処理後の信号に基づいて記録材料上に可視像を記録するX線画像処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル写真の濃度をDorg、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度をDus、強調係数を $\beta$ としたとき、

$$Dorg + \beta (Dorg - Dus)$$

なる演算を行なうものであることを特徴とするX線画像処理装置。

(9) 前記演算装置が前記濃度Dorgの大きさの増大にともなう前記強調係数 $\beta$ を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第8項記載のX線画像処理装置。

- 3 -

## (自 発) 手 続 補 正 書

昭和54年12月 通

特許庁長官殿

1. 事件の表示

昭和53年特許願第163575号

2. 発明の名称 X線画像処理方法および装置

3. 補正をする者

事件との関係係 特許出願人

住 所 神奈川県横浜市港北区210番地

名 称 (520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

4. 代 理 人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいビル702号 電話 (479) 2867

(7318) 弁護士 柳 田 征 史 (ほか1名)

5. 補正命令の日付

な し

6. 補正により増加する発明の数

な し

7. 補正の対象 明細書の「特許請求の範囲」および「発明の詳細な説明」の欄

8. 補正の内容

- (1) 「特許請求の範囲」を別紙のとおり補正する。
- (2) 明細書第8頁を別紙(8a, 8b)のとおり補正する。
- (3) 明細書第11頁を別紙のとおり補正する。
- (4) 明細書第12頁を別紙のとおり補正する。

ナル写真の濃度をDorg、強調係数を $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度をDとしたときに、

$$D' = Dorg + \beta (Dorg - Dus)$$

なる非鮮鋭マスク処理の演算を行なって、超低周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法である。

また、本発明の装置は、オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線像を読み出して電気信号に変換した後この電気信号を演算装置で処理し、処理後の信号に基づいて記録材料上に可視像を記録するX線画像処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル写真の濃度をDorg、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度をDus、強調係数を $\beta$ としたとき、

$$Dorg + \beta (Dorg - Dus)$$

なる演算を行なうものであることを特徴とするX線画像処理装置である。

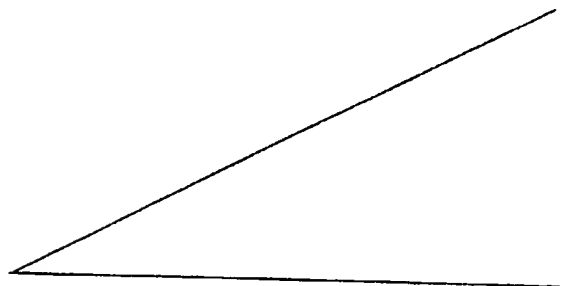
なお、上記方法および装置における演算は、結果としてこの式と同じ結果が得られるもの

であればいかなる演算過程を経るものであってもよく、この式の順序に限られるものではないことは言うまでもない。

ここで超低周波数に対応する非鮮鋭マスク濃度  $D_{us}$  とは、オリジナル画像を超低周波数成分より低い周波数成分しか含まないようにぼかした非鮮鋭画像（以下これを「非鮮鋭マスク」と呼ぶ）の各走査点での濃度をさす。

ここで非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のとき  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm のとき  $0.5$  以下となるようなものが用いられる。

前記演算式によって強調されたコピー写真



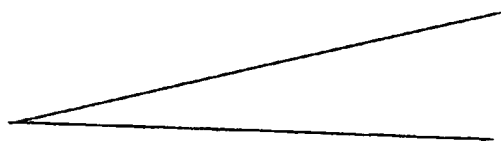
- 8b -

この平滑化処理によって彫断に必要な情報をそとなりことなく、雑音を低減することができる。

この非鮮鋭マスク処理について、第2図を参照してさらに詳細に説明する。

第2図(a)は、オリジナル写真を  $10$  画素/mm でサンプリングしたときの周波数応答性を示すものである。この曲線は第1図のアーチチュア3aとして、矩形状アーチチュアを使用した場合には  $\text{sinc}$  曲線に、ガウス分布状アーチチュアを使用した場合にはガウス分布状曲線になることが知られている。

第2図(b)は  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のとき  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm のとき  $0.5$  以下になるような矩形状非鮮鋭マスク(I)と、ガウス分布状非鮮鋭マスク(II)とを示すものである。



- 12 -

特開 昭55-87953(14)

この磁気テープ7に記憶された各部のデジタル信号は、演算装置8例えばミニコンピュータに読み出され、 $D_{us}$  を求めた後、前述した

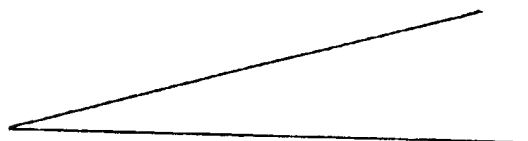
$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

の演算が行なわれる。

前記  $D_{us}$  は、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm のとき  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm のとき  $0.5$  以下になるものを指定しなければならない。

また前記式を演算するに当っては、強調係数  $\beta$  を指定しなければならない。これらの値は、外部から個別に指定するか、あるいは人体の部分、症例別によって数種別決めておき、これを演算装置8のメモリに入れておく。

前記  $D'$  に対して高周波数成分低減用の平滑化処理を行なう。



- 11 -

#### 特許請求の範囲

- (1) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、コピー写真等に再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度  $D_{us}$  を求め、オリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、強調係数を  $\beta$ 、コピー写真等に再生される濃度を  $D'$  としたときに 
$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なって、超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とするX線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のとき  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm の空間周波数のとき  $0.5$  以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線画像処理方法。

- (3) 強調係数  $\beta$  をオリジナル写真の濃度または非鮮鋭マスク濃度の増大に応じて単調増加す

るように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項又は第2項記載のX線画像処理方法。

- (4) 前記演算式によって強調されたコピー写真の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の1.5～10倍であることを特徴とする特許請求の範囲第3項記載のX線画像処理方法。
- (5) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5～5サイクル/mmの高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項又は第2項記載のX線画像処理方法。
- (6) 特許請求の範囲第1項～第5項において、再生されるコピー写真がオリジナルX線写真より縮小されていることを特徴とするX線画像処理方法。
- (7) オリジナルX線写真を走査して、これに記録されているX線像を読み出して電気信号に変換した後この電気信号を演算装置で処理し、

特開 昭55-87953(15)

処理後の信号に基づいて記録材料上に可視像を記録するX線画像処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル写真の濃度を  $D_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスクの濃度を  $D_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$D_{org} + \beta (D_{org} - D_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とするX線画像処理装置。

- (8) 前記演算装置が前記オリジナル写真濃度  $D_{org}$  又は前記非鮮鋭マスク濃度  $D_{us}$  の大きさに応じて前記強調係数  $\beta$  を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第7項記載のX線画像処理装置。